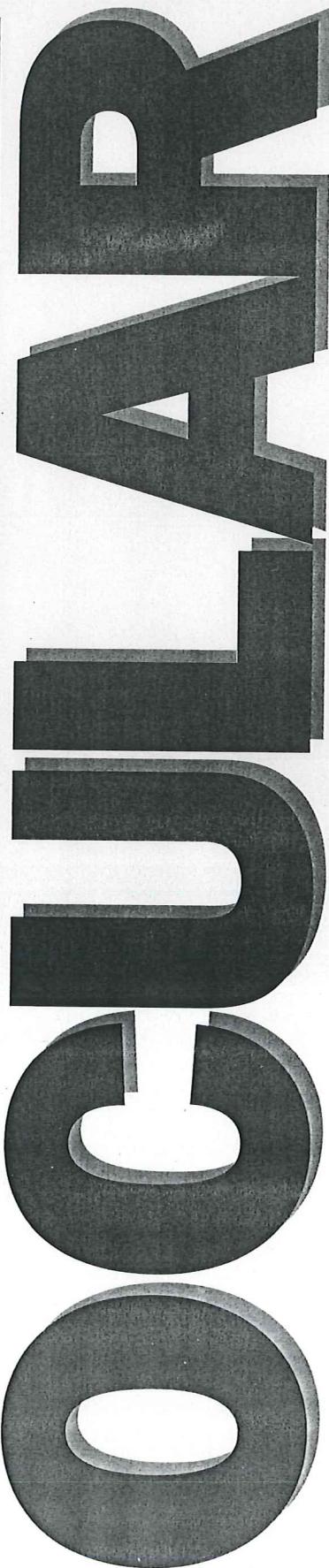


Órgano oficial de la sociedad española de cirugía ocular implanto-refractiva

MICROCIRUGÍA
REFRACTIVA



PRK: cambios en la paquimetría corneal

Cirugía combinada de facoemulsificación y vitrectomía

Lentes de Worst en afáquicos

Opacidad corneal en la PRK para alta miopía

Soluciones de irrigación y membranas de fibrina

MICROCIRUGÍA OCULAR

Calendario de congresos	146
Editorial	147
<hr/>	
Artículos originales	
<i>Cambios en la paquimetría corneal a lo largo de un año de postoperatorio en 112 ojos tratados con queratectomía fotorrefractiva</i>	
Dres. M.C. Belén, E. Díez-Feijoo y M. Sánchez Salorio	148
<i>Nuestros resultados con la cirugía combinada de facoemulsificación por vía límbica y vitrectomía por vía pars plana</i>	
Lic. D. de Ortuela y Dres. P.F. de la Fuente y Ch.C. Lösche	154
<i>Nuestra experiencia en 22 ojos implantados con lentes de Worst para corregir la afaquia</i>	
Dres. L. Olcina, I. Tormos, J.F. Marí y M. Marco	159
<hr/>	
Material de congresos	
<i>Análisis digital de la opacidad corneal en la queratectomía fotorrefractiva para la alta miopía</i>	
Dres. M. Maldonado, V. Arnau, A. Navea, R. Martínez-Costa, F.M. Micó, A.L. Cisneros y J.L. Menezo	164
<hr/>	
Investigación	
<i>Incidencia de las membranas pupilares de fibrina tras la cirugía de la catarata con aplicación o no de antibióticos en el suero de irrigación</i>	
Dres. M.L. Álvarez Suárez, L. Cadarso y M. Rodríguez Núñez	182
<i>Instrucciones para los autores</i>	186

MICROCIRUGÍA OCULAR

ÓRGANO OFICIAL DE LA
SOCIEDAD ESPAÑOLA DE
CIRUGÍA OCULAR
IMPLANTO-REFRACTIVA

Director

Dr. J. Belmonte Martínez

Subdirectores de Sección Editorial

Cirugía refractiva:

Dr. J.L. Güell Villanueva

Cirugía de la catarata:

Dr. J. Alfonso Sánchez

Microcirugía del segmento anterior:

Dr. J.A. Cristóbal Bescós

Consejeros editoriales

Prof. J. Alió y Sanz

Prof. J.M. Barahona Hortelano

Dr. J. de la Cámara Hermoso

Prof. A. Domínguez Collazo

Prof. J. Durán de la Colina

Prof. L. Fernández-Vega Sanz

Prof. J. García Sánchez

Dr. J. González Tomás

Prof. J.L. Menezo Rozalén

Dr. V. Menezo Rozalén

Prof. A. Piñero Bustamante

Dr. M. Quintana Casany

Prof. M. Sánchez Salorio

Junta Directiva

Presidente

L. Fernández-Vega Sanz

Vicepresidente

J.M. Barahona Hortelano

Secretario General

J.F. Taboada Esteve

Vicesecretario

J.A. Cristóbal Bescós

Tesorero

A. Caballero Presencia

Director de Publicaciones

J. Belmonte Martínez

Vocales

M. Castilla Céspedes, A. Coret Novoa, J.L. Encinas Martín, P.

Fernández de la Fuente, J.L. Pérez Salvador y F. Soler Ferrández

Redacción: C/ Donoso Cortés, 73 1º Izq. 28015 Madrid.
S.M.D. Realizaciones Editoriales. C/ Zaragoza 147 Pral. 1º
08006 Barcelona. Tel. 418 33 15 - Fax 211 90 58.

Publicidad: Romà Macario, Sant Pere Mitjà 17, 08003.
Barcelona. Tel. 319 09 55 - Fax. 319 18 53.

Diseño y maquetación: José Miguel Rodrigo, Nàpols, 7-9
08018 Barcelona. Tel. 485 14 40.

Imprime: JANAPA, S.L. C/ Holanda, 30
08903 L'Hospitalet de Llobregat

Reservados todos los derechos. Ninguna parte de esta publicación puede ser reproducida, transmitida en ninguna forma o medio, electrónico o mecánico, incluyendo las fotocopias, grabaciones o cualquier sistema de recuperación o almacenaje de información sin la autorización por escrito de los titulares del Copyright. Publicación autorizada por el Ministerio de Sanidad como Soporte Válido.

Depósito Legal: B-18361/93 - ISSN-1134-654X

Material de congresos

OPACIDAD CORNEAL EN LA PRK PARA ALTA MIOPÍA

ANÁLISIS DIGITAL DE LA OPACIDAD CORNEAL EN LA QUERATECTOMÍA FOTORREFRACTIVA PARA LA ALTA MIOPÍA

Dres. M.J. Maldonado*, V. Arnau, A. Navea*, R. Martínez-Costa*, F.M. Micó***, A.L. Cisneros* y J.L. Menezo***
* Servicio de Oftalmología Hospital Universitario La Fe
** Instituto de Robótica
*** Departamento de Informática y Electrónica Universidad de Valencia

Premio a la mejor comunicación libre del XI Congreso de la SECOIR (ex aequo)

Resumen

Objetivos. Pretendemos desarrollar un nuevo método de cuantificación objetiva y directa de la opacidad corneal que permita analizar las diferencias entre sus distintas regiones, así como estudiar su distribución en función del tiempo postoperatorio y del tratamiento administrado.

Material y método. Analizamos 40 ojos una media de 21 semanas después de ser sometidos a queratectomía fotorrefractiva (QFR) con láser excímer para corregir su alta miopía (de -6 a -22 D). Las imágenes fotográficas de lámpara de hendidura obtenidas bajo condiciones estándar se digitalizaron para aplicar técnicas de análisis computarizado que detectaron los bordes de las discontinuidades reticulares de la imagen. Se cuantificaron las diferencias entre doce regiones pertenecientes a dos áreas, la tratada y la adyacente normal, cada una constituida por 3.750 puntos con una resolución de 256 niveles de gris. Estas medidas se correlacionaron con el tiempo postoperatorio y la cuantía del tratamiento.

Resultados. Las diferencias medias entre el área tratada y la no tratada para opacificaciones de grado 0,5, 1, 2, 3 y 4 fueron 16,9, 26,6, 42,6, 60,4 y 76,4 niveles de gris, respectivamente ($r_s = 0,6$). La correlación entre el tratamiento administrado y la intensidad de la opacidad corneal fue baja, aunque estadísticamente significativa ($r = 0,33$; $p = 0,037$). El coeficiente de variación medio de la intensidad de la opacificación corneal dentro de la zona óptica resultó ser del 9,4%. Este coeficiente de variación aumentó conforme se incrementaba el tiempo postoperatorio ($r = 0,88$; $p = 0,0001$). Asimismo, se encontró una fuerte asociación entre un menor nivel de opacidad central respecto a la más periférica dentro de la proyección del área pupilar y el tiempo postoperatorio ($r = -0,96$; $p = 0,0001$).

Conclusiones. El análisis digital de la imagen permite cuantificar de manera directa y objetiva la intensidad de la opacificación corneal y su distribución sobre la zona óptica. Una escasa proporción del nivel de opacificación corneal desarrollado puede ser explicado por la corrección administrada en la QRF para la alta miopía, la mayoría restante se debe a otros factores. Aunque la opacidad corneal se distribuye bastante uniformemente dentro de la zona óptica, esta homogeneidad disminuye con el tiempo postoperatorio. Es más, los análisis en el postoperatorio tardío revelan una tendencia hacia una menor opacidad en el centro de la córnea con respecto a las áreas periféricas dentro del área pupilar.

Summary

Objectives. To develop a new method to objectively and directly quantify corneal haze that enables analysis of its regional differences and its distribution as a function of postoperative time and attempted correction.

Methods. Forty eyes were analyzed a mean of 21 weeks after photorefractive keratectomy (PRK) for the correction of high myopia (-6 to -12 D). Slit-lamp photographs were obtained under standard conditions, then digitized and computer-analyzed to detect the edge of the reticular discontinuities in the image. The difference among twelve regions of two areas, the treated and the adjacent untreated, each containing 3750 pixels with a resolution of 256 grey levels was quantified. These measurements were correlated with postoperative time and the intended correction.

Results. Average differences between the treated and untreated areas for haze grade 0.5, 1, 2, 3 and 4 were 16.9, 26.6, 42.6, 60.4 and 76.4 grey levels, respectively ($r_s = 0.96$). The correlation between the intended correction and corneal haze was weak, but statistically significant ($r = 0.33$; $p = 0.037$). The mean coefficient of variation of the amount of opacification within the optical zone was 9.4%. This coefficient of variation increased with a longer follow-up time ($r = 0.88$; $p = 0.0001$). Similarly, a strong association between a less intense central corneal haze with respect to more peripheral haze within the pupillary aperture and postoperative time was found ($r = -0.96$; $p = 0.0001$).

Conclusions. Digital image analysis enables direct objective quantification of corneal haze and its distribution within the optical zone. A small proportion of the intensity of corneal haze can be explained by the attempted correction in photorefractive keratectomy for high myopia, most of it depends upon other factors. Although corneal haze appears fairly uniformly distributed within the optical zone, homogeneity decreases with postoperative time. Furthermore, later postoperative examinations disclose a clear trend towards diminishing central opacification relative to peripheral regions over the entrance pupil.

Introducción

La aparición de opacificación corneal es una de las complicaciones más frecuentes de la queratectomía fotorrefractiva con láser excímero para la corrección de la miopía¹. Pese a ello, el conocimiento que se posee acerca de los factores que contribuyen a su aparición y su evolución en el postoperatorio es muy limitado. La experiencia acumulada hasta la actualidad indica que los tratamientos de las altas miopías (superiores a seis dioptrías) asocian grados de opacidad corneal más elevados que aquellos que se limitan a corregir miopías leves o moderadas¹. También se conoce la tendencia de la opacidad corneal a progresar en intensidad hasta alcanzar un máximo entre tres y seis meses después de la cirugía, tiempo a partir del cual regresa lentamente²⁻⁴. No obstante, se han descrito casos en los que la opacificación muestra un patrón de aparición tardío después de correcciones tanto de alta miopía⁵ como de baja miopía⁶.

La variabilidad en la aparición de la opacidad corneal es otro aspecto importante a considerar. Gartry *et al.*⁷ han encontrado diferencias intraindividuales notables entre los dos ojos sometidos a tratamientos similares. Grim, Waring e Ibrahim⁸ han descrito recientemente una serie de casos en los que la variabilidad del nivel de opacidad corneal se registraba entre distintas regiones de la misma zona óptica.

De estos hallazgos se desprende la necesidad de disponer de un sistema objetivo de cuantificación del nivel de opacidad corneal que pueda analizar el

valor global y, de manera especial, las variaciones regionales de intensidad de la opacidad corneal⁹. Sin embargo, hasta ahora, el nivel de opacificación corneal se ha venido estimando bien subjetivamente¹⁰, utilizando escalas ordinales que podían adoptar los valores 0, 0,5, 1, 2, 3 y 4, bien mediante métodos objetivos que realizan análisis de cortes anteroposteriores¹¹⁻¹⁵ o puntos aislados de la córnea^{16,17}.

Los métodos subjetivos presentan importantes problemas, como su arbitrariedad, su imprecisión y su baja reproducibilidad entre observadores y, de manera especial, entre distintos centros¹⁵. Por otra parte, todos los sistemas de cuantificación objetiva basan sus resultados en análisis lineales de cortes anteroposteriores de la córnea¹¹⁻¹⁵ o en el análisis de un número relativamente escaso de puntos sobre la córnea^{16,17}. Teniendo en cuenta la morfología reticular de la opacificación corneal¹⁸ y la distribución muchas veces heterogénea de las opacidades corneales dentro del área tratada^{2,8}, resulta evidente que cualquiera de las dos modalidades de cuantificación objetiva previamente publicadas resulta insuficiente para aportar una información completa acerca de la opacidad corneal.

Los autores de este trabajo hemos desarrollado un método original de cuantificación del nivel de opacidad corneal basado en el análisis digital de la imagen⁹. En este estudio se demuestra la ventaja notable de dicho sistema al facilitar el análisis de la extensión completa de la opacidad, y de sus distintas regiones, en el plano corneal. Gracias a ello, con este método se ha podido analizar por primera vez el grado de uniformidad en la distribución de la opacidad corneal y su asociación con factores como el tiempo de evolución en el postoperatorio y la cuantía del tratamiento aplicado.

Material y métodos

Pacientes y cirugía con láser excímer. Cuarenta ojos de 34 pacientes elegidos al azar del conjunto de participantes en el estudio controlado de corrección de alta miopía mediante queratectomía fotorrefractiva⁵ fueron evaluados una media (\pm DS) de $21 \pm 14,5$ semanas (intervalo: 4-48 semanas) después de la intervención con láser excímer. La edad media de estos pacientes fue de 31,6 años (intervalo: 22-52 años). La proporción de hombres fue del 47,5% (19 de 40) mientras que las mujeres (21 de 40) constituyan el 52,5% restante. El defecto miópico medio preoperatorio fue de 11,14 dioptrías (intervalo: 6-22 D). Sólo fueron incluidos en el estudio pacientes sometidos a una ablación esférica sin ningún componente tórico en la corrección. Tampoco se estudiaron ojos intervenidos por segunda vez como tratamiento de su regresión miópica o de su opacificación corneal.

En el preoperatorio se realizó un examen oftalmológico completo que incluyó videoqueratoscopia (Topographic Modeling System, Tomey Technology, Inc. Cambridge, MA, USA) y paquimetría corneal ultrasónica (DGH 1000). El examen preoperatorio se repitió una semana antes de la cirugía y, a partir de entonces, en las semanas cuarta, octava, duodécima, decimoctava, vigésima cuarta, trigésima segunda, cuadragésima y cuadragésima octava del postoperatorio. Los pacientes que presentaron alguna complicación, como la opacificación corneal, fueron vistos con una frecuencia más elevada.

Utilizamos un láser excímer de 193 nm de longitud (MEL60® Combi-Modul, Aesculap-Meditec, Núrnberg, Alemania) que utiliza una mezcla de argón-flúor y libera un flujo en la córnea de 250 mJ/cm^2 con una frecuencia de 20 Hz para crear una ablación de 5 mm de diámetro en forma de disco en el centro de cada una de las córneas. El diámetro de la zona óptica fue en todos los casos de 5 mm, con una ablación de transición que se extendió hasta los 7 mm. La

1. Paciente en posición primaria de la mirada, fijando en un objeto situado a tres metros por delante de él y detrás del investigador que está realizando la toma de las imágenes.
2. Hendidura de luz incidente de 8 mm de longitud y 1,5 mm de ancho en la fuente luminosa de origen en posición vertical.
3. Ángulo de incidencia de 45° con respecto a la óptica del observador y el eje de la cámara.
4. Incidencia de la fuente luminosa desde el lado temporal del paciente para obviar el obstáculo de la pirámide nasal.
5. Ausencia de cualquier otra fuente luminosa en el sistema de fotografía y en la habitación, excepto el haz luminoso de hendidura original.
6. Magnificación de la imagen captada unidad, es decir, uno entre el intervalo de valores posibles entre 0,4 y 1,2.

Tabla 1. Condiciones estándar en la adquisición de las imágenes.

Grado 0: Córnea totalmente transparente al examen biomicroscópico del segmento anterior.
Grado 0,5: Opacificación tan sólo perceptible mediante examen indirecto con iluminación tangencial utilizando la hendidura de luz en toda su amplitud.
Grado 1: Opacificación muy leve y de muy baja densidad que apenas se distingue con iluminación del haz de luz difuso apuntando directamente a la córnea tratada.
Grado 2: Opacificación de grado medio perceptible con iluminación directa del haz estrecho de la hendidura de luz.
Grado 3: Opacidad de densidad media que oculta parcialmente los detalles del iris.
Grado 4: Opacidad densa que oculta totalmente los detalles del iris.

Tabla 2. Sistema de clasificación subjetiva del grado de opacidad corneal.¹⁰

desepitelización se realizó aplicando etanol al 20% en el centro de la córnea durante 15 segundos antes de rascar con una esponja quirúrgica K20-5000 (Ketten Products Inc, NJ, USA). Inmediatamente después, la máscara se aplicó sobre el plano corneal, asegurándose del correcto centrado del sistema. Entonces el láser fue liberado de acuerdo con el programa establecido previamente.

Inmediatamente después de la cirugía se instiló una gota de tropicamida 1% (Colircusí Tropicamida®, Cusí, Barcelona), otra de diclofenaco sódico al 0,1% (Voltaren®, Ciba Vision, USA), y pomada oftálmica de sulfato de gentamicina al 0,3% (Oftalmolosa Cusí Gentamicina®, Cusí, Barcelona) y el ojo fue ocluido. La oclusión y la administración de gentamicina se mantuvieron durante tres días, al término de los cuales se inició un tratamiento esteroideo con fluorometolona al 0,25% (FML Forte®, Allergan, Madrid). El régimen inicial de fluorometolona fue de 5 veces al día durante el primer mes, 4 veces al día durante la segunda semana y, a partir de este momento, en disminución progresiva durante los tres meses siguientes hasta la suspensión definitiva, dependiendo del resultado de la intervención y de la presencia o no de complicaciones.

Adquisición de imágenes de opacificación corneal. Todo el proceso de digitalización y el posterior tratamiento de las imágenes se realizó a partir de fotografías convencionales del segmento anterior adquiridas bajo condiciones estándar (*Tabla 1*). Estos parámetros, que fueron seleccionados después de múltiples ensayos, resultaron los óptimos para la adquisición de la imagen original de opacificación corneal sin interferir con los procesos de tratamiento de imágenes que se describirán a continuación. Para la toma de las imágenes se utilizó un sistema de lámpara de hendidura y cámara fotográfica Zeiss 75 SL (Carl Zeiss, Oberkochen, Alemania). En este sistema, la fuente luminosa está constituida por una lámpara de xenón de arco corto, no generadora de ozono (380053-9870), del tipo XBO 75 W de alta presión, que genera una iluminancia media de 40.000 sb. En todos los casos se utilizó película de diapositivas Agfachrome® (Agfa-Gevaert AG, Leverkusen, Alemania) de 200 ASA. La película de diapositivas fue revelada y la imagen transferida a papel brillante de tamaño 10 × 15 cm.

El equipo utilizado en la adquisición y tratamiento digital de las imágenes fue el que se describe en la *Figura 1* y está compuesto por: cámara CCD-color,

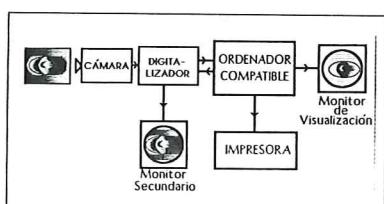


Figura 1. Diagrama del sistema utilizado en el tratamiento de las imágenes.

marca Sony modelo XC-711P (Tokio, Japón), placa digitalizadora en niveles de gris modelo PIP-512/1024 (Matrox Electronic Systems Limited, Quebec, Canadá), monitor de visualización secundario modelo Trinitron KX-14CP1 (Sony, Tokio, Japón), ordenador personal compatible (Pentium-90, Intel). La cámara CCD fue enfocada para capturar las imágenes fotográficas situadas a una distancia de 30 cm y bajo una iluminación estándar de 1.900 lux¹⁹. La calidad del enfoque y la posición relativa de la imagen era controlada a través del monitor secundario (*Figura 1*).

La señal de la cámara fue enviada a la placa digitalizadora que estaba instalada en el interior del ordenador personal. Aquí, las imágenes en color fueron transformadas en imágenes monocromas, esto es, con variaciones en una escala de grises. Sobre la placa digitalizadora se desarrolló por parte del Departamento de Informática y Electrónica de la Universidad de Valencia un *software* propio para la adquisición, tratamiento, visualización y almacenaje de las imágenes digitalizadas. Este *software*, que se desarrolló en lenguaje de programación C, utilizó algoritmos extraídos de textos clásicos sobre tratamiento digital de imágenes^{20,21}. Las imágenes fueron almacenadas con una resolución de 512 × 512 pixels (puntos de imagen) y 8 bits en escala de grises. Una vez procesadas, las imágenes se presentaron en el monitor del ordenador personal (*Figura 1*). Para la presentación de los resultados, utilizamos una impresora de color de inyección de tinta modelo Deskjet 850 C (Hewlett Packard Co., San Diego, USA).

Análisis de las imágenes. Cada escena tomada por la cámara CCD, al ser digitalizada por el computador, fue convertida en una matriz de puntos de imagen monocroma de tamaño 512 × 512 pixels, con una resolución de 256 niveles de gris posibles por pixel. De esta manera, cada imagen estaba constituida por 262.144 pixels, y dado que el nivel de gris de cada punto se codificó mediante un byte, el tamaño del fichero en bytes adoptó un valor de igual magnitud al número de pixels de la imagen. Cada pixel fue codificado como una función bidimensional de intensidad de luz $f(x,y)$, donde x e y son las coordenadas espaciales de cada punto y el valor de f en cada punto es proporcional al brillo o nivel de gris de la imagen original en cada punto. En nuestro caso, cada coordenada x e y tomó valores desde 0 hasta 511, y la función f en cada punto adoptó un valor entre 0 y 255.

El análisis automatizado de las imágenes se realizó mediante la aplicación de algoritmos de segmentación. Estos algoritmos están construidos sobre la base de la propiedad que tienen las imágenes monocromáticas digitalizadas de presentar cambios bruscos en el nivel de gris²⁰. Para detectar un borde en una imagen digital, esto es, el límite entre dos pixels que se genera cuando sus brillos (o intensidades en niveles de gris) son significativamente diferentes, se aplicaron máscaras espaciales a todos los puntos de las imágenes. Estas máscaras están constituidas por matrices de tres filas y tres columnas que determinan nueve celadas, de las cuales la central (w5) se sitúa sobre un pixel y las ocho restantes sobre los ocho pixels circundantes para así detectar los bordes de la imagen, de acuerdo con el diseño de Prewitt²¹ que se muestra a continuación:

w1	w2	w3
w4	w5	w6
w7	w8	w9

donde los coeficientes «wi» representan los valores de la máscara 3 × 3, y se pueden representar por un vector $W = (w1, w2, \dots, w9)$. Esta máscara, al aplicarse sobre cada punto de las imágenes $f(x,y)$ genera una submatriz de puntos aso-

ciada cuyo centro recae sobre él y cuyo tamaño es también de 3×3 . La aplicación de esta máscara sobre cada punto de la imagen origina una modificación del valor del nivel de gris correspondiente. A este nuevo valor de intensidad de gris se le denomina $f'(x,y)$ y se calcula como:

$$f'(x,y) = W \times f(x,y) = w_1 \times x_1 + w_2 \times x_2 + \dots + w_9 \times x_9$$

Con la utilización de distintas máscaras es posible detectar puntos, líneas y ejes. Además, mediante la utilización de una combinación de máscaras podemos hallar la imagen gradiente de una imagen digital, es decir, la imagen que resulta de detectar todos los bordes de la imagen original en todas direcciones. El gradiente de una imagen $f(x,y)$ en un punto de coordenadas (x,y) se define como el vector:

$$G [f(x,y)] = \begin{bmatrix} G_x \\ G_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial f}{\partial x} \\ \frac{\partial f}{\partial y} \end{bmatrix}$$

Para la detección de ejes, nos interesa conocer el valor máximo de este vector, llamado generalmente el gradiente y denotado como $G [f(x,y)]$, donde:

$$G [f(x,y)] = [G_x^2 + G_y^2]^{1/2}$$

Este gradiente posee dos características principales:

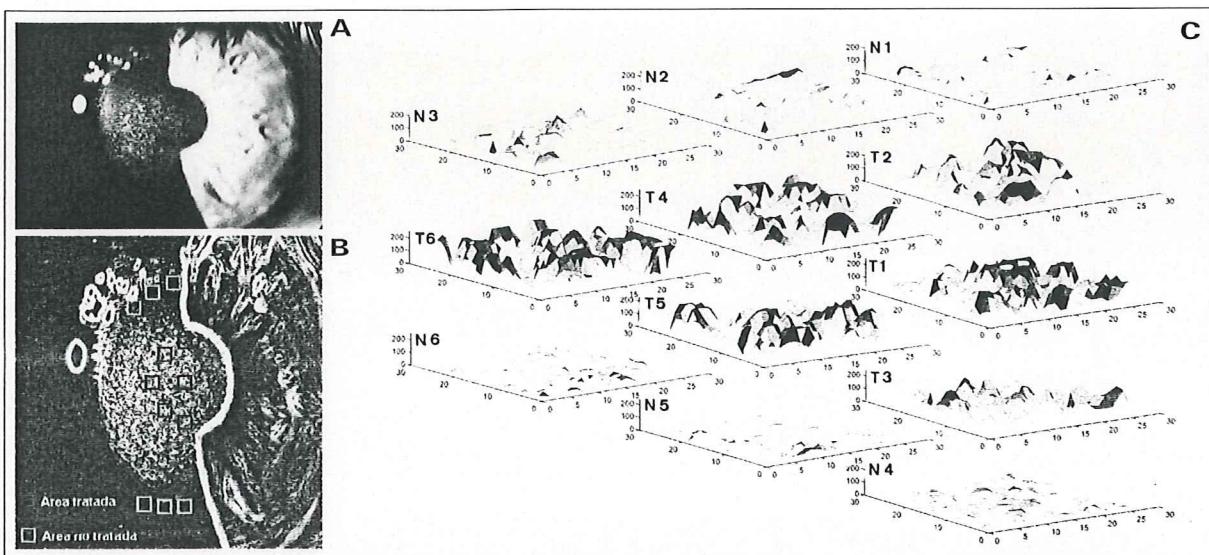
1. El valor de $G [f(x,y)]$ adquiere un máximo para una dirección determinada denotada como $\alpha(x,y)$, y que se puede calcular como:

$$\alpha(x,y) = \tan^{-1} (G_x/G_y)$$

2. La magnitud de este valor $G [f(x,y)]$ puede ser calculada como:

$$G [f(x,y)] = \text{mag}[G] = \left(\left(\frac{\partial f}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y} \right)^2 \right)^{1/2}$$

que representa el máximo de incremento para la función $f(x,y)$ por unidad de distancia en la dirección de G . El cálculo de esta función gradiente en un punto (x,y) puede ser realizada mediante la aplicación de una combinación de máscaras centradas sobre él. Cuando estas operaciones se verifican para todos los puntos de una imagen se obtiene lo que se conoce como imagen gradiente (*Figura 2b*), que se caracteriza por estar constituida por el realce de bordes de las discontinuidades existentes en la imagen original, como son los retículos de opacificación corneal registrados en el postoperatorio de la queratectomía fotorrefractiva. Para el cálculo de todas las imágenes gradiente se utilizaron las dos máscaras que se muestran en la *Figura 3*. Cada una de ellas analizó la imagen original más específicamente en el eje horizontal y vertical respectivamente. Como resultado de la aplicación de estas máscaras sobre la imagen inicial $f(x,y)$ se obtuvieron dos imágenes resultado $f_h(x,y)$ y $f_v(x,y)$. A continuación, se realizó una suma lógica de las mismas, asignando a cada punto de imagen final (x,y) el valor máximo resultante del análisis con el filtro horizontal y vertical. De esta forma, en la imagen gradiente completa (*Figura 2b*), la magnitud o intensidad de los trazos guarda proporcionalidad con los cambios en niveles de gris registrados.



trados en la imagen original, que serán más prominentes en las regiones de la imagen que contengan discontinuidades, como corresponde a las regiones de la córnea que presentan más opacificación reticular.

Para cuantificar las diferencias existentes entre las diversas regiones se realizó un análisis de la textura en la imagen gradiente. Este análisis puede tener un carácter estadístico, estructural o espectral. Aquí se optó por calcular la media de los puntos encerrados dentro de regiones cuya extensión resultó ser de 25×25 puntos de imagen. Teniendo en cuenta que así se están analizando submatrices de 625 puntos, a las que denominamos $g(i,j)$, el cálculo del valor numérico medio para cada una de ellas siguió la siguiente fórmula:

$$\text{Media} = \frac{1}{N} \sum_{i,j=0}^{19} g(i, j)$$

Para cada imagen se seleccionaron arbitrariamente seis regiones pertenecientes a la córnea tratada sobre la apertura pupilar (*Figura 2b, cuadros rojos*) y otras tantas situadas en la córnea adyacente no tratada (*Figura 2b, cuadros verdes*). La configuración de las áreas se realizó mediante control de la imagen en el monitor de visualización (*Figura 1*) y con la ayuda del cursor del ordenador personal. Las regiones de la córnea tratada se cuantificaron para obtener un número equivalente de regiones control en el mismo ojo y así minimizar el error o sesgo que los cambios de brillo pudieran originar por proximidad a la fuente de iluminación, que estaba situada en el lado temporal (*Figura 2a*). En todo momento se intentó seguir la simetría mostrada en la *Figura 2a*, cuidando además de evitar el «ruido» o artefacto generado por el reflejo corneal de la fuente lumínosa durante la adquisición de la imagen o por las discontinuidades propias de las criptas iridianas.

El valor medio de los niveles de gris para cada uno de los 625 pixels contenidos en cada una de las doce áreas seleccionadas en la imagen gradiente fue calculado utilizando la aplicación informática Quattro Pro®, versión 1.0 para Windows (Borland International, Inc.). Además, se obtuvieron representaciones gráficas tridimensionales codificadas en color de las distintas intensidades para cada punto y en todas las áreas analizadas (*Figuras 2 y 4*), utilizando la aplicación informática Matlab® con Simulink®, versión 4.0 para Windows (The MathWorks, Inc.).

Figura 2. A. Imagen biomicroscópica de una córnea que recibió una corrección de 7 dioptrías hace cuatro meses. Subjetivamente fue clasificada como grado 2. B. Imagen gradiente procesada a partir de la misma córnea que contiene una extensión digital de 512×512 pixels. El análisis objetivo determinó una intensidad de opacificación de 48,7 niveles de gris. El coeficiente de variación del nivel de opacificación fue del 4,3%. C. Conjunto de representaciones gráficas tridimensionales del análisis de bordes de opacificación sobre las regiones no tratadas (N1...N6) y tratadas (T1...T6) de la córnea ilustrada en A.

Filtro horizontal			Filtro vertical		
1	1	1	1	0	-1
0	0	0	1	0	-1
-1	-1	-1	1	0	-1

Figura 3. Máscaras de los operadores gradientes utilizados que analizaron la imagen en las direcciones horizontal y vertical. Posteriormente, el resultado de ambos filtrados se sumó para obtener la imagen gradiente final.

Los valores de intensidad de opacificación corneal se calcularon restando a la media de los valores obtenidos para las seis regiones tratadas (*Figura 2b, cuadros rojos*), la media de los valores obtenidos para las seis regiones control no tratadas (*Figura 2b, cuadros verdes*). De este modo, la unidad en la que se expresó numéricamente el nivel de opacificación fue en niveles de gris.

Correlación entre la cuantificación objetiva y subjetiva del nivel de opacificación. Los valores correspondientes al resultado obtenido mediante el sistema objetivo y directo de cuantificación hasta ahora explicado fueron correlacionados con la estimación subjetiva convencional propuesta por Fantes *et al.*¹⁰ que se especifica en la *Tabla 2*. Para obtener la estimación subjetiva del grado de opacificación corneal, un observador independiente con experiencia clasificó en 0, 0,5, 1, 2, 3 o 4 la intensidad de la opacidad mediante biomicroscopia tangencial con máxima apertura en la lámpara de hendidura (Haag Streit, Bern, Suiza). La correlación entre el resultado obtenido mediante el método objetivo (expresado en niveles de gris) y el subjetivo (escala de 0 a 4) fue calculada mediante el coeficiente de correlación de Spearman.

Relación entre el grado de corrección y la opacificación corneal.

Para investigar la asociación entre el nivel de opacificación hallado para cada individuo (niveles de gris) y la cuantía del tratamiento que se le administró (dioptrías), se calculó el coeficiente de correlación de Pearson y el valor p de la tabla de análisis de la varianza (ANOVA) asociada al análisis de la regresión de ambas variables. Para ello, se utilizó la aplicación informática SPSS®, versión 6.0 para Windows. El nivel de significación a partir del cual se rechazó la hipótesis de que la correlación en la población fuera 0 se estableció en P < 0,05.

Homogeneidad en la distribución de la opacificación corneal.

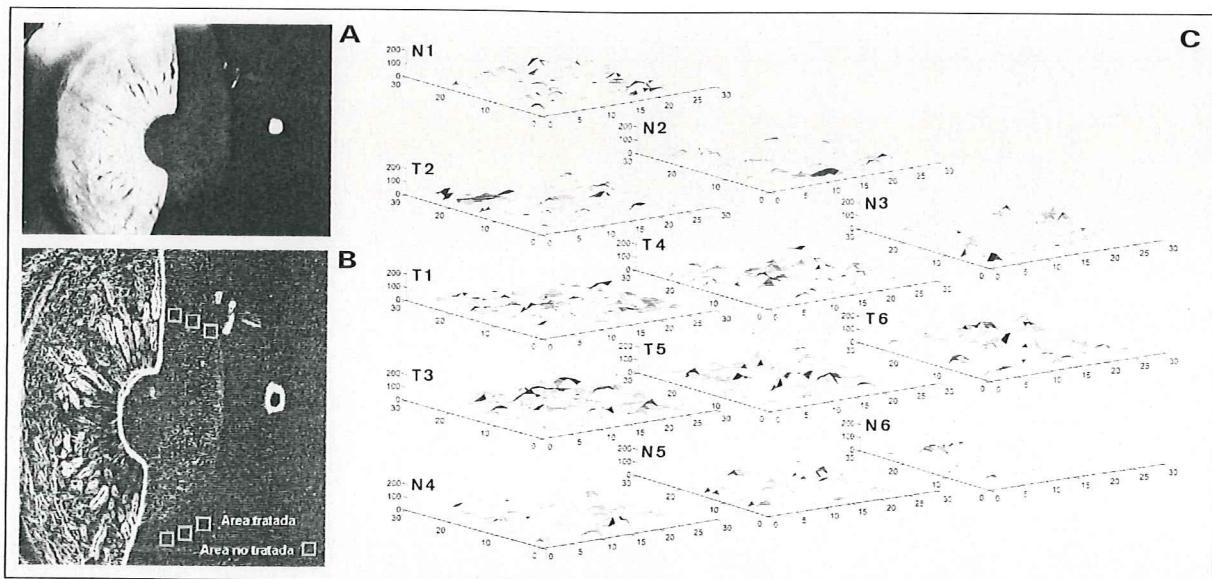
La uniformidad en la distribución de la opacificación corneal sobre la zona óptica fue cuantificada mediante el coeficiente de variación. El coeficiente de variación de la intensidad de opacificación (en niveles de gris) resulta del cociente desviación estándar/media.

El coeficiente de variación entre las seis regiones de la córnea tratada menos el coeficiente de variación registrado entre las otras seis de la zona no tratada constituye el coeficiente de variación diferencial. Dicha sustracción se realizó para eliminar la variabilidad intrínseca en el nivel de opacificación para cada córnea normal y la atribuible al artefacto recogido durante la adquisición y tratamiento de las imágenes. Por ello fue el coeficiente de variación diferencial el que se tomó como valor final y aquél con el que se realizó la inferencia estadística.

Las relaciones entre el coeficiente de variación de la intensidad de la opacificación corneal y los parámetros dioptrías ablacionadas y tiempo postoperatorio fueron analizadas mediante el coeficiente de correlación de Pearson y el valor p de la tabla ANOVA asociada al ajuste lineal entre las variables.

Opacificación corneal central y periférica dentro de la zona óptica.

Para investigar si las posibles diferencias en el nivel de opacificación entre el centro de la córnea y las zonas más periféricas dentro de la proyección de la apertura pupilar varían con respecto a la intensidad del tratamiento administrado o con el tiempo postoperatorio, se calcularon las diferencias entre el área central (T1) de las seis situadas dentro de la zona óptica y otras dos situadas en la vecindad de ésta y en el mismo meridiano vertical: T1-T2 y T1-T3 (*Figuras 2 y 4*). Estas diferencias (niveles de gris) fueron correlacionadas con el tratamiento administrado (dioptrías) y el tiempo postoperatorio (semanas) mediante el coeficiente de correlación de Pearson y el análisis de regresión lineal.



Resultados

Desarrollo del sistema objetivo de cuantificación. El sistema de análisis digital de imagen aquí desarrollado permitió la cuantificación del nivel de opacidad corneal en todos los pacientes estudiados. Éstos mostraron niveles de opacificación que comprendieron desde lo clínicamente imperceptible hasta opacidades densas que ocultaban totalmente los detalles del iris (*Figura 5*). Todos los casos presentaron una distribución homogénea con respecto a la edad y el sexo, de modo que ni la corrección aplicada, ni la administración de corticoides ni el tiempo postoperatorio presentaron una distribución significativamente diferente con respecto a estas dos variables. En la serie de cuarenta ojos estudiada, el valor medio de la opacificación corneal, según nuestro método objetivo, fue de $33,5 \pm 20,6$ niveles de gris (intervalo: 3,5-81,5 niveles de gris). Subjetivamente, el nivel de la transparencia de las córneas tomó todos los valores posibles (de 0 a 4), con una media de 1,5 (desviación estándar: $\pm 1,1$). El nivel más prevalente resultó ser el 1, según se observa en la distribución de frecuencias ilustrada en la *Figura 5*.

El sistema de recogida de imágenes en la lámpara de hendidura bajo las condiciones estándar explicadas en páginas anteriores resultó ser eficaz para la obtención de un área útil lo suficientemente extensa como para permitir el estudio de distintas regiones tanto dentro del área tratada como dentro de la córnea normal adyacente (*Figuras 2 y 4*). El trazado interactivo de las seis regiones analizadas sobre la zona tratada, y más en concreto sobre aquella situada en el área pupilar, y otras seis situadas en zonas no tratadas localizadas en la vecindad del meridiano vertical que pasa por las áreas marcadas en la zona óptica (*Figuras 2 y 4*), facilitó el cálculo efectivo de la diferencia media entre la zona tratada y la zona control para cada córnea en particular. Para la obtención de datos fiables del nivel de opacificación diferencial, resultó de especial importancia la exclusión activa de puntos luminosos provenientes de reflejos generados y recogidos en el proceso de captación de las imágenes, que podían actuar como artefacto en la distribución original de luminosidad.

Mediante la aplicación de los programas de detección de bordes y el cálculo estadístico correspondiente se logró no sólo cuantificar en niveles de gris la «rugosidad» de la nueva imagen obtenida (*Figuras 2b y 4b*), sino que además se obtuvo una representación gráfica de superficie tridimensional co-

Figura 4. A. Imagen biomicroscópica de la córnea contralateral a la ilustrada en la Figura 2 que recibió una corrección de 7 dioptrías hace 10 meses.

Subjetivamente fue clasificada como grado 1.

B. Imagen gradiente procesada a partir de la misma córnea que contiene una extensión digital de 512×512 pixels. El análisis objetivo determinó una intensidad de opacificación de 19,5 niveles de gris. El coeficiente de variación del nivel de opacificación fue del 15,1%.

C. Conjunto de representaciones gráficas tridimensionales del análisis de bordes de opacificación sobre las regiones no tratadas (N1...N6) y tratadas (T1...T6) de la córnea ilustrada en A.

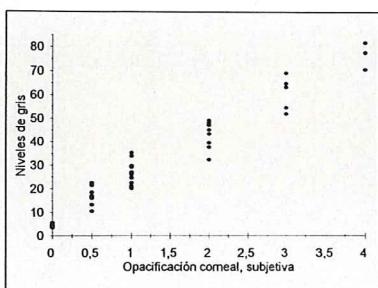


Figura 6. Relación entre la graduación subjetiva de la opacificación corneal y el sistema de análisis digital de imagen. Las diferencias entre los niveles de gris registrados en la zona tratada, menos aquéllos de la córnea adyacente no tratada, están representados en el eje de ordenadas.

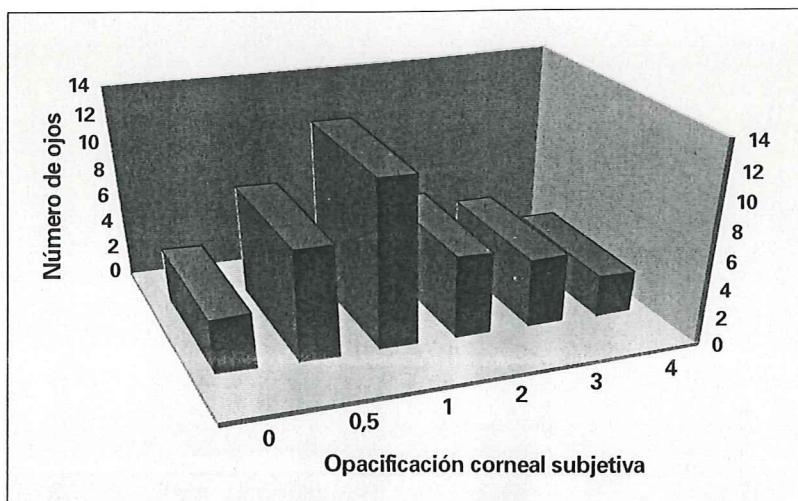


Figura 5. Diagrama de barras que ilustra la prevalencia en la muestra de los distintos grados de opacificación según clasificación subjetiva¹⁰.

Figura 6. Relación entre la graduación subjetiva de la opacificación corneal y el sistema de análisis digital de imagen. Las diferencias entre los niveles de gris registrados en la zona tratada, menos aquéllos de la córnea adyacente no tratada, están representados en el eje de ordenadas.

dificada en color fácilmente interpretable para cada una de las áreas estudiadas (*Figuras 2c* y *4c*).

Cuantificación objetiva frente a cuantificación subjetiva. Los niveles de opacificación corneal, que se calcularon como el valor diferencial entre los registrados en las regiones tratadas y las no tratadas, resultaron ser una media de 16,9 niveles de gris, 26,6 niveles de gris, 42,6 niveles de gris, 60,4 niveles de gris y 76,4 niveles de gris para los grados subjetivos de opacificación 0,5, 1, 2, 3 y 4, respectivamente.

La correlación entre el método subjetivo de medida y el objetivo aquí propuesto fue muy buena. El coeficiente de correlación de Spearman resultó: $r_s = 0,96$ ($p = 0,0001$). La *Figura 6* muestra valores crecientes de opacificación en niveles de gris conforme aumenta el orden de la graduación subjetiva, que fue estimada de manera independiente por un observador enmascarado con respecto al tratamiento administrado y al resultado del análisis objetivo.

Relación entre el grado de corrección y la opacificación corneal. Después de realizar queratectomía fotorrefractiva para la corrección de la alta miopía en un intervalo de 6 a 22 dioptrías, la correlación entre la intensidad del tratamiento administrado a los pacientes y el grado de opacidad corneal detectado en el postoperatorio fue escasa, aunque significativa ($r = 0,33$; $p = 0,037$) (*Figura 7*). De este modo, tan sólo un 10,8% del desarrollo de opacidad subepitelial pudo ser explicado por la realización de una queratectomía más profunda una vez que ésta superó las seis dioptrías ($r^2 = 0,108$). El 89,2% restante es atribuible a otros factores, entre los que se puede encontrar la predisposición individual a desarrollar distintos niveles de opacidad corneal.

Homogeneidad en la distribución de la opacificación corneal.

Como medida de variabilidad en la distribución (heterogeneidad) de la opacidad corneal utilizamos el coeficiente de variación. Del global de cuarenta ojos analizados obtuvimos un coeficiente de variación medio del 9,4% (DE: $\pm 4,7\%$), con un mínimo del 2,5% y un máximo del 19,3%. Aunque la me-

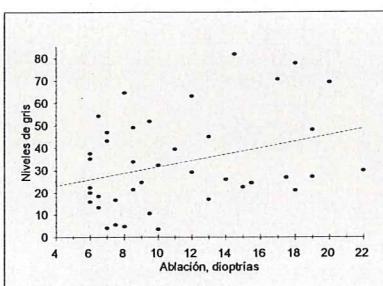


Figura 7. Correlación entre el tratamiento administrado (expresado en dioptrías de corrección) e intensidad de opacificación cuantificada objetivamente ($r = 0,33$; $p = 0,037$).

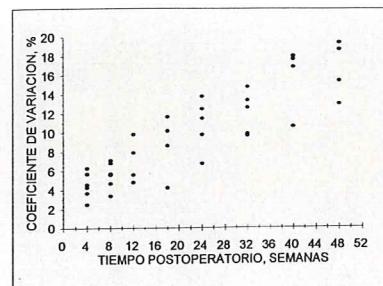


Figura 8. Coeficiente de variación de la opacidad en cuarenta córneas en relación al tiempo postoperatorio en el que se realizó la exploración. La correlación es muy alta y además presenta una distribución casi lineal ($r = 0,88$; $p = 0,0001$).

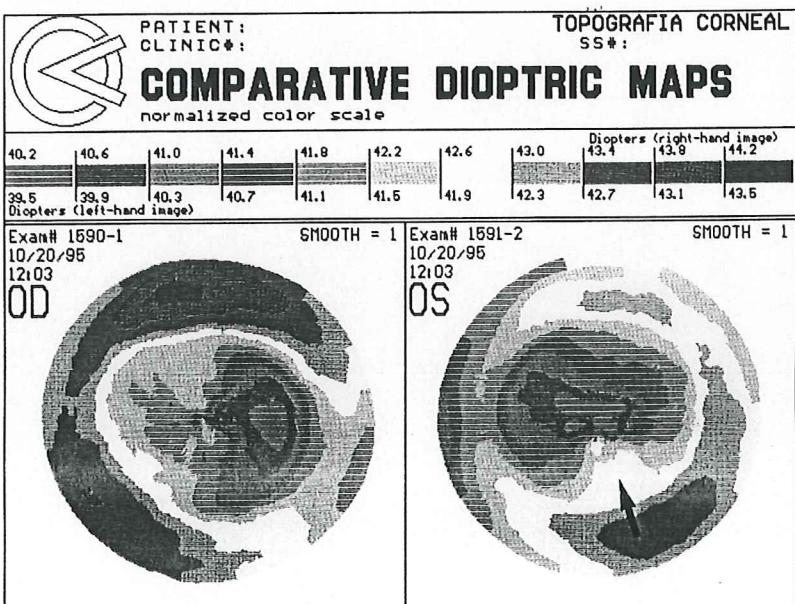


Figura 9. Mapas topográficos correspondientes al OD, mostrado en la Figura 2, y al OI, mostrado en la Figura 4. El aumento focal de la curvatura corneal en el OI (flecha) coincide con la región de mayor opacidad corneal residual (Figura 4).

dia no es muy elevada, sí que informa acerca de que la opacidad no es homogénea a lo largo de la zona de la córnea que comprende la proyección de la apertura pupilar. Para entender este hecho nos podemos servir del ejemplo ilustrado en la *Figura 4*. Se trata del ojo contralateral al mostrado en la *Figura 2*. Recibió una corrección miótica de 7 dioptrías hace 10 meses. Tras capturar la imagen tal y como se observa en la lámpara de hendidura fotográfica (*Figura 4a*), aplicamos programas de detección de bordes y texturas para lograr no sólo cuantificar en niveles de gris la «rugosidad» de la nueva imagen obtenida, sino también obtener una representación gráfica fácilmente interpretable para cada una de las áreas estudiadas (*Figura 4c*). Si se compara el análisis de esta última figura con la *Figura 2c*, se deduce que, mientras en la *2c* la opacificación está uniformemente distribuida, en la *4c* existe mayor asimetría y heterogeneidad en la distribución de la opacificación corneal, que predomina en las regiones inferiores y temporales sobre las superiores.

Así, la distribución del nivel de opacificación corneal dentro no sólo de una córnea tratada sino, además, dentro de una misma zona óptica no resultó homogénea. La variación en la uniformidad de la opacificación corneal, que en la serie estudiada resultó tener una media del 9,4%, mostró una correlación positiva ($r = 0,88$) muy significativa ($p = 0,0001$) con el tiempo postoperatorio (*Figura 8*). Así, se puede afirmar que el nivel de opacificación corneal dentro de la zona óptica asocia una mayor heterogeneidad cuanto más tiempo transcurre desde la intervención. En la serie estudiada, la uniformidad en la distribución del nivel de opacificación no mostró asociación significativa alguna con la intensidad del tratamiento administrado. El valor p de la tabla ANOVA asociada al análisis de regresión entre ambas variables no resultó significativo ($p = 0,16$).

Al analizar los mapas topográficos de los pacientes con distintos niveles de opacidad corneal, encontramos en algunos casos una coincidencia casi plena entre la localización y la forma de las áreas topográficas con aumento focal de la curvatura corneal (*Figura 9*) y las regiones que presentaban un mayor nivel de opacidad (*Figura 4*).

Opacificación corneal central y periférica dentro de la zona óptica. Las diferencias en el nivel de opacificación entre el área central de la córnea y las áreas medioperiféricas de la zona óptica no presentaron asociación estadísticamente significativa con la profundidad del tratamiento administrado por el láser excímer, como se demuestra en la *Figura 10*. El valor p de la tabla ANOVA asociada al ajuste de las diferencias del nivel de opacidad (T1-T2 y T1-T3) en función de la corrección miópica deseada resultó ser 0,20. Sin embargo, se pudo demostrar una fuerte asociación entre un nivel de opacificación central relativamente más leve con respecto al medio periférico y el tiempo postoperatorio ($r = -0,93$; $p = 0,0001$), indicando que, dentro de la zona óptica, desaparece antes la opacificación del centro que de la media periferia. La relación ahora descrita puede ser comprobada en la *Figura 11*. Mientras en las primeras semanas del postoperatorio se registra un nivel mayor de opacificación en el centro que en la periferia de la zona óptica, a partir del octavo mes, esta relación se invierte a favor de una predominancia de la opacidad en la periferia.

Discusión

En este estudio se demuestra que el análisis digital de imagen propuesto constituye un nuevo método para cuantificar objetivamente el nivel de opacificación corneal no sólo globalmente sino, además, en las distintas regiones de la zona óptica tratada. Esto ha permitido analizar por primera vez la uniformidad en la distribución de la opacidad corneal que aparece después de la queratectomía fotorrefractiva con láser excímer para la corrección de la alta miopía. Adicionalmente, se han investigado las variaciones regionales de la opacidad corneal dentro de la apertura pupilar en función del tiempo postoperatorio.

Dado que el objetivo de la cirugía con láser excímer es mejorar la agudeza visual manifiesta sin perder la mejor agudeza visual corregida, la aparición de cambios en la transparencia corneal constituye una preocupación importante^{22,23}. Pese a que recientemente se ha llegado a un conocimiento más profundo acerca de las interacciones del láser excímer con la córnea, existen varios aspectos sobre los que interesaría poseer un mayor conocimiento²². De hecho, sería conveniente estudiar con rigor el posible efecto diferido de la radiación ultravioleta C sobre el segmento anterior de pacientes predisuestos a la pérdida endotelial^{24,25}, la modulación de los fenómenos de reparación que siguen a la queratectomía fotorrefractiva^{6,8} y los factores que determinan cam-

bios en la transparencia corneal. El desarrollo de sistemas nuevos que miden con mayor precisión el contorno de las córneas tratadas²⁶ y del grosor del epitelio corneal²⁷ han ayudado a comprender fenómenos clínicos hasta ahora no del todo explicados. Sin embargo, el análisis de la opacidad corneal se ha limitado hasta este momento a sistemas que basan sus lecturas bien en mediciones de múltiples puntos^{16,17} o cortes anteroposteriores seriados de la córnea¹¹⁻¹⁵, bien en métodos subjetivos^{7,10} que resultan arbitrarios e imprecisos¹⁵. Teniendo en cuenta la naturaleza reticular de la opacificación corneal y su distribución heterogénea a lo largo de la zona óptica, la existencia de un método capaz de cuantificar la opacidad corneal en su totalidad y, sobre todo, sus variaciones regionales, constituye un avance importante con respecto a los sistemas previamente publicados¹¹⁻¹⁷.

Para cada córnea analizamos seis regiones dentro de la zona óptica (T) y otras seis en la córnea no tratada adyacente a la zona óptica (N). Cada una de estas regiones poseía una extensión de 625 puntos, lo que en total hacía ascender a 3.750 los estudiados en cada una de las dos zonas, la tratada y la normal. El tiempo medio de análisis de imagen para cada una de las fotografías captadas resultó ser de 5 segundos aproximadamente. El sistema actual de adquisición de imágenes podría ser perfeccionado si se utilizara una cámara integrada con digitalizadora que pudiera adaptarse a la lámpara de hendidura de exploración, de modo que se pudiera obviar el procesamiento fotográfico de la imagen. Nuestro sistema se sirvió de programas informáticos que reconocieron en el plano corneal la existencia de bordes entre regiones con intensidades en niveles de gris significativamente diferentes. Así, la magnitud de la imagen gradiente (*Figuras 2b y 4c*) resultó ser proporcional a los cambios en niveles de gris de la imagen digitalizada, que, a su vez, eran más notables en las regiones que poseían bordes bien delimitados. Dichos bordes correspondían a las discontinuidades generadas por el retículo de opacificación corneal. La resolución espacial del sistema de análisis de imágenes resultó en un área de $14,3 \times 14,3 \text{ } \mu\text{m}$ de córnea por pixel. Este valor se aproxima a la resolución de $7,4 \times 10,9 \text{ } \mu\text{m}$ del sistema desarrollado por Huebscher y Schmidt¹⁴, que está basado en el análisis de fotografías de tipo Scheimpflug.

Además, el análisis bidimensional sobre el plano de la córnea, a diferencia de los demás métodos que realizan análisis de secciones transversales, se mostró útil para cuantificar las intensidades en niveles de gris pertenecientes a regiones diferentes de la superficie de la córnea. Este tipo de análisis posee la ventaja sobreañadida de permitir realizar la selección del área a estudiar tomando distintos puntos de referencia, como son la pupila y el área ablacionada, para posteriormente realizar comparaciones entre ellos.

Este sistema de cuantificación objetiva de la opacificación corneal ha demostrado una correlación excelente con la valoración objetiva realizada por un observador con experiencia. Otros métodos de análisis objetivos como los de Lohmann *et al.*¹² y Cherny *et al.*¹⁵, en cambio, no se correlacionan adecuadamente con la imagen biomicroscópica de la opacidad. Otra ventaja del sistema de análisis digital de imagen es que permite estimar con mucha mayor precisión el nivel de opacidad corneal. Esto se debe a que, mientras con las clasificaciones subjetivas los resultados pueden adoptar tan sólo una de seis categorías discretas¹⁰, con nuestro sistema se obtienen cuantificaciones que detectan pequeños incrementos de opacificación, permitiendo ser clasificados en una variable continua (niveles de gris) que se extiende entre los valores 3,5 y 81,4.

Con nuestro sistema, encontramos que tan sólo un 10,8% del aumento de la intensidad de la opacificación corneal después de la queratectomía fotorrefractiva para alta miopía estaba asociado a un tratamiento mayor. Esta débil aso-

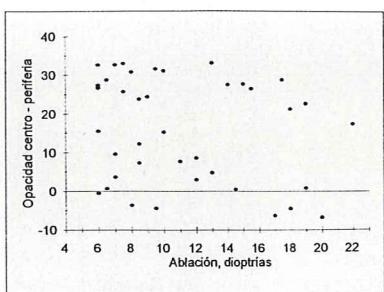


Figura 10. Diferencia en intensidad de opacificación corneal entre el centro y la periferia, expresada en niveles de gris, en relación a la corrección a la que fue sometido el ojo amétrope. La dispersión es bastante elevada y no se percibe ninguna asociación de carácter lineal entre los datos.

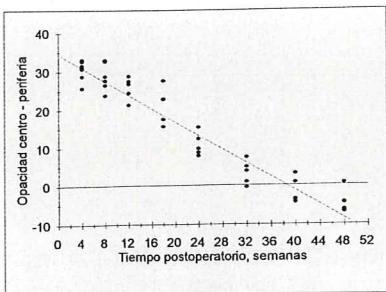


Figura 11. Diferencia en la opacificación corneal entre el centro y la periferia de la zona óptica, expresada en niveles de gris, en relación al tiempo postoperatorio. La relación entre las variables es casi lineal y presenta una fuerte asociación de signo negativo ($r = -0,93; p = 0,0001$).

ciación conduce a pensar que, mientras la comparación global entre miopías bajas y altas sí que demuestra un mayor riesgo de desarrollar más opacidad corneal para las altas, una vez que se supera el umbral de las seis dioptrías, la correlación entre ambas es baja. Este resultado es consistente con las observaciones de Sher *et al.*²⁸ y Seiler, Derse y Pham²⁹ según las cuales las variaciones individuales en la cicatrización corneal son un factor en sí mismo más importante que la profundidad de la ablación. Menezo *et al.*⁵ han demostrado, utilizando el sistema convencional de clasificación subjetivo, que las diferencias en la intensidad de la opacificación corneal entre dos subgrupos de altos miopes (de 6 a 12 dioptrías y de 12 a 22 dioptrías) empiezan a hacerse bien definidas a partir de los seis meses y alcanzan su máximo al año de la cirugía.

Los resultados de uniformidad en la distribución de la opacificación corneal obtenidos confirman las descripciones de Grim, Waring e Ibrahim acerca de la existencia de variabilidad en la intensidad de opacidad dentro de una misma córnea⁸. Además, se descubrió una correlación positiva entre mayor heterogeneidad en la distribución de la opacidad y el tiempo postoperatorio. La Figura 4 muestra una opacificación corneal subepitelial con forma de semiluna y localización medioperiférica, en el ojo izquierdo, que fue intervenido diez meses antes. El ojo contralateral (Figura 2), que recibió la misma corrección de siete dioptrías hace tan sólo cuatro meses, exhibe una distribución más uniforme y generalizada del nivel de opacidad corneal. Esta variabilidad entre las diferentes regiones dentro de una misma zona óptica puede causar potencialmente aumento localizado de la dispersión de la luz, que podría determinar deslumbramiento y visión de halos, más manifiestos en la visión escotópica⁸. En nuestra serie, no encontramos causa que justificara una mayor variabilidad en un paciente que en otro. El láser excímer se calibró antes de cualquier procedimiento para asegurar una emisión homogénea del haz y una adecuada energía de pulso. Todos los ojos epitelizaron dentro de los primeros cuatro días y mostraron un buen centramiento de la zona óptica. Grim, Waring e Ibrahim⁸, describieron una variabilidad en el resultado de la cicatrización corneal dentro del área ablacionada que provocaba diferencias en la densidad de la opacidad y a nivel topográfico. Así, las áreas más transparentes de la córnea se correspondían con áreas topográficamente planas, mientras que las regiones con mayor nivel de opacidad se asociaron a un mayor encurvamiento en el análisis topográfico. Aunque el objetivo de este estudio no fue el de comparar los hallazgos de cuantificación objetiva de la opaci-

ficación corneal con los topográficos, la *Figura 9* muestra una región situada en el aspecto inferior de la zona óptica con un encurvamiento que remeda en su forma y su localización la distribución de la opacidad corneal en el mismo ojo izquierdo (*Figura 4*).

Globalmente, la intensidad de la opacificación en el centro de la córnea tendió a ser mayor que en la parte más periférica dentro de la apertura pupilar (diferencia media de $16,1 \pm 13,3$ niveles de gris). Este hallazgo podría ser explicado por la mayor profundidad de la queratectomía en el centro que en la parte más periférica del área ablacionada³. Sin embargo, no se halló correlación significativa entre la cuantía del tratamiento administrado y la diferencia en el nivel de opacidad entre estas dos zonas. Esto sugiere que las diferencias en la inclinación de los perfiles de ablación en la alta miopía no determinan una influencia significativa sobre la cicatrización en localizaciones tan próximas.

Este estudio encontró una clara asociación entre la disminución del nivel de opacidad corneal central relativo al periférico dentro de la apertura pupilar y el tiempo del postoperatorio. Según esto, cabe esperar que, en las visitas que superen los ocho meses de seguimiento, la opacidad corneal central llegará a ser inferior a la inmediatamente más periférica (*Figura 11*). Este hallazgo puede ser de utilidad cuando se esté valorando la posibilidad de reintervenir un caso de opacificación corneal residual. Incluso la confirmación de las regiones de mayor opacidad residual mediante nuestro sistema puede facilitar la decisión del cirujano para realizar retratamientos focales con láser excímer de manera similar a la propuesta por Gibralter y Trokel para la corrección del astigmatismo irregular³⁰.

Mediante la utilización de este nuevo sistema de análisis digital de la imagen se pudieron describir de manera objetiva las evoluciones temporales de la uniformidad y el patrón de distribución de la opacidad corneal. Las asociaciones halladas entre los distintos parámetros pueden, además, constituir una información valiosa para alcanzar un conocimiento más amplio y un manejo terapéutico más adecuado de la opacidad corneal después de la cirugía con láser excímer para la corrección de la alta miopía. ♦

Bibliografía

- Seiler, T.; Holschbach, A.; Dersé, M. et al.: Complications of myopic photorefractive keratectomy with the excimer laser. *Ophthalmology*. 1994. 101:153-160.
- Gartry, D.S.; Kerr Muir, M.G.; Marshall, J.: Photorefractive keratectomy with an argon fluoride excimer laser: a clinical study. *Refract. Corneal Surg.* 1991. 7:420-435.
- McDonald, M.B.; Liu, J.; Byrd, R.J. et al.: Central photorefractive keratectomy for myopia: partially sighted and normally sighted eyes. *Ophthalmology*. 1991. 98:1327-1337.
- Seiler, T.; Kahle, G.; Kriegerowski, M.: Excimer laser (193 nm) myopic keratomileusis in sighted and blind human eyes. *Refract. Corneal Surg.* 1990. 6:165-169.
- Menezo, J.L.; Martínez-Costa, R.; Navea, A. et al.: Excimer laser photorefractive keratectomy in high myopia. *J. Cataract Refract. Surg.* 1995. 21:393-397.
- Carr, J.D.; Patel, R.; Hersh, P.S.: Management of late corneal haze following photorefractive keratectomy. *J. Refract. Surg.* 1995. 11(suppl):S309-313.
- Gartry, D.; Kerr Muir, M.; Lohmann, C.; Marshall, J.: The effect of topical corticosteroids on refractive outcome and corneal haze after photorefractive keratectomy: a prospective, randomized, double-blind trial. *Arch. Ophthalmol.* 1992. 110:944-952.
- Grimm, B.; Waring, G.O. III; Ibrahim, O.: Regional variation in corneal topography and wound healing following photorefractive keratectomy. *J. Refract. Surg.* 1995. 11:348-357.
- Maldonado, M.J.; Arnaud, V.; Navea, A.; Martínez-Costa, R.; Orduña, J.M.; Menezo, J.L.: Direct objective quantification of corneal haze following excimer laser myopic keratectomy. *AAO Abstracts. Ophthalmology*. 1995. 102 (9, suppl):130.

10. Fantes, F.E.; Hanna, K.D.; Waring, G.O. III et al.: Wound healing after excimer laser keratomileusis (photorefractive keratectomy) in monkeys. *Arch. Ophthalmol.* 1990. 108:665-675.
11. Andrade, H.A.; McDonald, M.B.; Liu, J.C. et al.: Evaluation of an opacity lensometer for determining corneal clarity following excimer laser photoablation. *Refract. Corneal Surg.* 1990. 6:346-351.
12. Lohmann, C.P.; Gartry, D.; Kerr Muir, M. et al.: Corneal haze after excimer laser refractive surgery: objective measurements and functional results. *Eur. J. Ophthalmol.* 1991. 1:173-180.
13. Allemann, N.; Chamom, W.; Silverman, R.H. et al.: High-frequency ultrasound quantitative analyses of corneal scarring following excimer laser keratotomy. *Arch. Ophthalmol.* 1993. 111:968-973.
14. Huebscher, H.J.; Schmidt, H.: On-line Scheimpflug imaging and its potential for in vivo examination of cornea and lens. *Ophthalmic Res.* 1994. 26(suppl):33-38.
15. Cherny, M.; Stasiuk, R.; Kelly, P. et al.: Computerised Scheimpflug densitometry as a measure of corneal opacification following excimer laser surgery. *Ophthalmic Res.* 1994. 26(suppl):48-54.
16. Lohmann, C.P.; Timberlake, G.T.; Fitzke, F.W. et al.: Corneal light scattering after excimer laser photorefractive keratectomy: the objective measurements of haze. *Refract. Corneal Surg.* 1992. 8:114-121.
17. Jiménez-Alfaro, I.; Benítez del Castillo, J.M.; García-Feijoo, J.; Castillo, A.; Arias, A.; García-Sánchez, J.: Objective measurement of corneal haze after excimer laser photorefractive keratectomy by fluorophotometry. *ARVO Abstracts. Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* 1995. 36 (4, suppl):713.
18. Lohmann, C.P.; Gartry, D.; Kerr Muir, M. et al.: Haze in photorefractive keratectomy: its origins and consequences. *Lasers and Light in Ophthalmology.* 1991. 4:15-34.
19. Artigas, J.M.; Capilla, P.; Felipe, A.; Pujol, J.: *Óptica fisiológica. Psicofísica de la visión.* 1^aed. McGraw-Hill. Madrid. 1995:41-70.
20. González, R.C.; Wintz, P.: *Digital image processing.* 2^a ed. Vol. I. Addison-Wesley Publishing Company. Reading. 1987:331-350.
21. Haralick, R.M.; Shapiro, L.G.: *Computer and robot vision.* 2^a ed. Vol. I. Addison-Wesley Publishing Company. Reading. 1992:337-346.
22. McDonnell, P.J.: Excimer laser photorefractive keratectomy: the Food and Drug Administration Panel speaks. *Arch. Ophthalmol.* 1995. 113:858-859.
23. Steinert, R.F.: Therapeutic keratectomy: corneal smoothing. En: Thompson, F.B.; McDonnell, P.J. (eds.): *Excimer Laser Surgery: The Cornea.* 1^a ed. Igaku-Shoin. Nueva York. 1993. cap. 9.
24. Maldonado, M.J.; Menezo, J.L.: The corneal endothelium and myopic excimer laser photorefractive keratectomy. *Arch. Ophthalmol.* 1995. 113:697.
25. Maldonado, M.J.; Navea-Tejerina, A.; Menezo, J.L.: Human corneal endothelium after excimer laser PRK. *Ophthalmology.* 1995. 102:1736-1737.
26. Hersh, P.S.; Schwartz-Goldstein, B.H.: Corneal topography of Phase III excimer laser photorefractive keratectomy: characterization and clinical effects. *Ophthalmology.* 1995. 102:963-978.
27. Reinstein, D.Z.; Silverman, R.H.; Trokel, S.L.; Coleman, J.: Corneal pachymetric topography. *Ophthalmology.* 1994. 101:432-438.
28. Sher, N.A.; Barak, M.; Daya, S. et al.: Excimer laser photorefractive keratectomy in high myopia. *Arch. Ophthalmol.* 1992. 110:935-943.
29. Seiler, T.; Derse, M.; Pham, T.: Repeated excimer laser treatment after photorefractive keratectomy. *Arch. Ophthalmol.* 1992. 110:1230-1233.
30. Gibralter, R.; Trokel, S.L.: Correction of irregular astigmatism with the excimer laser. *Ophthalmology.* 1994. 101:1310-1315.



SMD Realizaciones Editoriales S.L.
Zaragoza, 147, pral. 1^o
08006 Barcelona
Tel. 418 33 15 - Fax 211 90 58

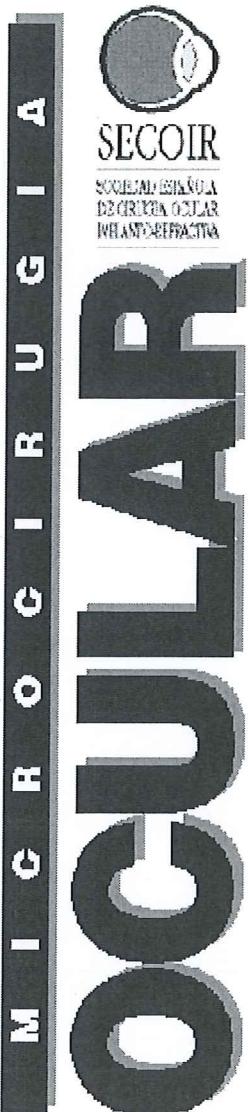
SMD Realizaciones Editoriales, S.L., como empresa responsable de la realización editorial de la revista *MICROCIRUGÍA OCULAR*, órgano de la Sociedad Española de Cirugía Ocular Implanto-Refractiva, certifica que el trabajo *Opacidad corneal en la PRK para alta miopía – Análisis digital de la opacidad corneal en la queratectomía fotorrefractiva para la alta miopía*, de los Dres. M.J. Maldonado, V. Arnau, A. Navea, R. Martínez-Costa, F.M. Micó, A.L. Cisneros y J.L. Menezo, que obtuvo el premio a la mejor comunicación libre del XI Congreso de la SECOIR, ha sido publicado en el número 4 del volumen IV –diciembre de 1996– de dicha revista.

Barcelona, 24 de enero de 1997

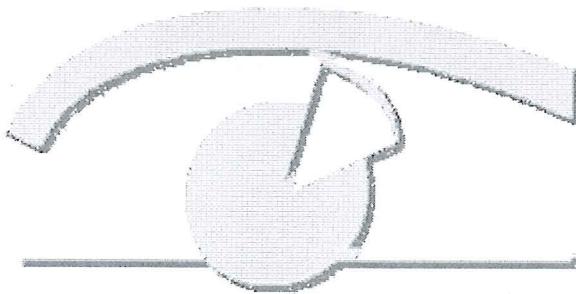
S.M.D.
Realizaciones Editoriales, S.L.
c/ Zaragoza 147, pral. 1^o
08006 BARCELONA

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Francisco J. González Priego".

Francisco J. González Priego
Técnico Editorial



SOCIEDAD ESPAÑOLA DE CIRUGIA OCULAR IMPLANTO-REFRACTIVA



[Consejo de Redacción](#)

[Indice de la revista](#)

[Normas de publicación](#)